

P24587.P07



SPW

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : Shinsuke OKADA et al.

Appln No. : 10/774,540

Group Art Unit: 3739

Filed : February 10, 2004

Examiner: Unknown

For : ENDOSCOPE

**SUPPLEMENTAL CLAIM OF PRIORITY
SUBMITTING CERTIFIED COPY**

U.S. Patent and Trademark Office
220 20th Street S.
Customer Window, Mail Stop _____
Crystal Plaza Two, Lobby, Room 1B03
Arlington, VA 22202

Sir:

Further to the Claim of Priority filed February 10, 2004 and as required by 37 C.F.R. 1.55,
Applicant hereby submits a certified copy of the application upon which the right of priority is
granted pursuant to 35 U.S.C. §119, i.e., of Japanese Application No. 2003-138099, filed May 16,
2003.

Respectfully submitted,
Shinsuke OKADA et al.

Bruce H. Bernstein
Reg. No. 29,027

July 2, 2004
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.
1950 Roland Clarke Place
Reston, VA 20191
(703) 716-1191

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 Date of Application: 2003年 5月16日

出願番号 Application Number: 特願2003-138099

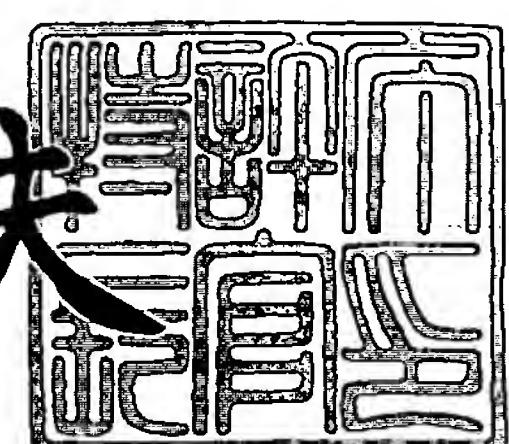
[ST. 10/C]: [JP2003-138099]

出願人 Applicant(s): ペンタックス株式会社
オプティスキャン ピーティーウイ リミテッド

2004年 2月 2日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井 康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 PX03P050

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 1/04
G02B 26/10

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

【氏名】 岡田 慎介

【発明者】

【住所又は居所】 オーストラリア国 ヴィクトリア 3168 カーネギー グランジ ロード 88

【氏名】 ピーター・マックスウェル・デラニー

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号

【氏名又は名称】 ペンタックス株式会社

【特許出願人】

【識別番号】 500299492

【住所又は居所】 オーストラリア国 ヴィクトリア 3168 ノッティング ヒル ノーマンビー ロード 15-17

【氏名又は名称】 オプティスキャン ピーティーワイ リミテッド

【代理人】

【識別番号】 100078880

【住所又は居所】 東京都多摩市鶴牧1丁目24番1号 新都市センタービル 5F

【弁理士】

【氏名又は名称】 松岡 修平

【電話番号】 042-372-7761

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 023205

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0206877

【物件名】 委任状 1

【援用の表示】 平成15年5月16日付提出の包括委任状を援用する

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 内視鏡

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内の生体組織を第1の倍率で観察するための第1の対物光学系と、

前記生体組織に先端面を押し当てた状態で前記生体組織を前記第1の倍率より高い第2の倍率で観察するための第2の対物光学系と、を備えた内視鏡であって、

前記先端面が前記第1の対物光学系の先端面より優先して前記生体組織に接触するように、前記第2の対物光学系の前記先端面を前記第1の対物光学系の前記先端面より突出させたこと、を特徴とする内視鏡。

【請求項 2】 前記第2の対物光学系を外部衝撃から保護するための保護部を、前記第1の対物光学系より前方に位置した前記第2の対物光学系の側面に備えたこと、を特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項 3】 前記第2の対物光学系の焦点面における前記生体組織からの光のみを抽出する光ファイバをさらに備えたこと、を特徴とする請求項1または請求項2のいずれかに記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、先端部を対象物に接触させて観察する必要のある観察系、特に共焦点顕微鏡の観察系を備えた内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、レーザ光を体腔内の生体組織に照射して、その照射された生体組織からの反射光のうち、対物光学系の物体側焦点面における反射光のみを抽出して、その生体組織を、通常の内視鏡光学系によって得られる観察像より高倍率で観察することができる共焦点顕微鏡の光学系を備えた共焦点プローブが知られている。

【0003】

通常、共焦点プローブは、内視鏡に備えられている処置具を挿通する鉗子チャンネルに挿通され、内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率では観察できないような微小な対象物を観察したり、生体組織の断層部を観察したりするために用いられるものである（例えば、特許文献1参照）。

【0004】**【特許文献1】**

特開2000-121961号公報（第2～8頁、第1、2図）

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

上述したように、共焦点プローブは、生体組織の表面部に加えて、生体組織の断層部すなわち生体組織内部を観察することができるプローブである。共焦点プローブの観察対象である生体組織内部は、光源装置から照射された略減衰していない照明光により照明される生体組織表面と異なり、生体組織そのものによって大幅に減衰されたレーザ光により照射される。従って、共焦点プローブが得る観察像は非常に暗い像である。そのため、共焦点プローブの観察系には高NAのものが要求される。また、共焦点プローブは体腔内に張り巡らされた細い管内に挿入されていくため、このような観察系には非常に小型のものが要求される。そのため、共焦点プローブの観察系には焦点距離が極めて短いものが採用されている。

【0006】

また、共焦点プローブは観察像を面でなく点で取得するものである。ユーザーが対象物の状態を観察するためには観察像を2次元もしくは3次元で取得する必要がある。そのため、この共焦点プローブは対象物を光ビームで走査することができる走査型の光学系を備えた走査型プローブとして構成されている。すなわち共焦点プローブは対象物を光ビームで走査することにより観察像を取得する。

【0007】

共焦点プローブが対象物を走査している間、この共焦点プローブが正確に対象物を走査できるように、共焦点プローブの光学系と対象物とを相対的に固定した

状態に保つ必要がある。従って、このような共焦点プローブを用いて生体組織を観察する場合、ユーザーは、共焦点プローブを、その先端部が対象物（例えば体腔内の壁部）に接触するように操作する。そしてユーザーは、先端部と対象物とを接触させることにより互いを相対的に固定した状態にしてこの対象物を観察する。さらに、共焦点プローブの観察対象が生体組織内部であったり観察系の焦点距離が極めて短かったりする点からも、共焦点プローブ先端部を対象物に接触させて対象物を観察する方法が一般的に広く知られ実践されている。

【0008】

しかしながら、特許文献1で示されている、内視鏡のチャンネルに共焦点プローブを挿入して対象物の断層部を得る装置の場合、内視鏡本体と共焦点プローブとは完全に固定された状態ではない、すなわち内視鏡本体と共焦点プローブとは相対的に移動し得るため、共焦点プローブ先端部を対象物に安定して（相対移動しないように）接触させることが困難であった。そこで、例えば内視鏡と共焦点プローブとを一体化して組み込み、互いを相対的に移動しない状態にすることが考えられる。

【0009】

ところが、上述のように内視鏡と共焦点プローブとを一体化して組み込むと内視鏡先端部の径が太くなってしまう。そのため、対象物と接触させるべき内視鏡側の接触面が大きくなってしまい、体腔内の小さな対象物に共焦点プローブを接触させ難くなってしまう。また、先端部が太くなることは、患者にとって負担となってしまう。

【0010】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、通常の内視鏡の観察系に加えて、先端部を対象物に接触させて観察する必要のある観察系、特に共焦点顕微鏡の観察系を備えた内視鏡であって、この共焦点顕微鏡の観察系を、体腔内の対象物に接触させ易くすることができ、さらに患者への負担を軽減させることができる内視鏡を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡は、体腔内の生体組織を第1の倍率で観察するための第1の対物光学系と、この生体組織に先端面を押し当てた状態でこの生体組織を第1の倍率より高い第2の倍率で観察するための第2の対物光学系とを備えたものであって、先端面が第1の対物光学系の先端面より優先して生体組織に接触するように、第2の対物光学系の先端面を第1の対物光学系の先端面より突出させている。従ってユーザーは、生体組織に押し当てる必要のある第2の対物光学系のみを生体組織に接触させることができる。そのため、生体組織に対する内視鏡側の接触面を最小限に抑えることができる。その結果、第2の対物光学系を生体組織に接触させ易くなる。また、内視鏡先端の径を最小限に抑えることができるため、患者への負担を軽減させることができる。

【0012】

また、上記内視鏡において、第2の対物光学系を外部衝撃から保護するための保護部を、第1の対物光学系より前方に位置した第2の対物光学系の側面に備えることが好ましい。このように保護部を備えると、突出した第2の対物光学系は保護される。そのため、患者に対する安全性がより向上する。

【0013】

また、上記内視鏡は、第2の対物光学系の焦点面における生体組織からの光のみを抽出する光ファイバをさらに備えていることが好ましい。

【0014】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の実施形態の電子内視鏡システム500を示す図である。この電子内視鏡システム500は、体腔内の生体組織を観察するための観察系を2つ備えている電子内視鏡100と、電子内視鏡100に備えられた2つの観察系の各々によって得られる画像信号それぞれの処理を行うプロセッサ210、220と、プロセッサ210によって処理された画像を表示するモニタ310と、プロセッサ220によって処理された画像を表示するモニタ320から構成されている。なお、プロセッサ210、220は、上述した画像信号処理装置に加えてそれぞれの観察系に光を供給する光源装置を兼ね備えている。

【0015】

本発明の実施形態の電子内視鏡100は、挿入部可撓管10と、鉗子差込口20と、操作部30と、ユニバーサルコード40と、内視鏡用コネクタ50と、共焦点システム用コード60と、共焦点システム用コネクタ70と、先端部80から構成されている。

【0016】

この電子内視鏡100が備える挿入部可撓管10は、体腔内に挿入される管であり、可撓性を有している。この挿入部可撓管10内部には、先端部80に備えられている図示しない周知の固体撮像素子によって受光されて光電変換された画像信号を送信する信号線や、プロセッサ210から供給される照明光を伝送する図示しないライトガイドなどが配設されている。この挿入部可撓管10の電子内視鏡100の先端側には、硬性部である先端部80が設けられている。図2は、先端部80の構成を示す正面図である。また、図3は、先端部80の構成を示す側断面図である。また、図4は、先端部80の構成を示す側面図である。

【0017】

図2に示すように、先端部80の正面には、体腔内の生体組織を観察するための周知の内視鏡用対物光学系81bと、2つの照明窓86と、鉗子チャンネル口87と、体腔内の生体組織を内視鏡用対物光学系81bよりも高倍率で観察するための共焦点用対物光学系90が設けられている。

【0018】

図3に示すように、内視鏡用対物光学系81bは、体腔内の生体組織を観察するための光学ユニットの1つである内視鏡ユニット81に組み込まれたものである。この内視鏡ユニット81は、内視鏡用対物光学系81bに加えて、内視鏡用対物光学系81bを保持するための鏡筒をさらに備えている。

【0019】

内視鏡ユニット81を用いて観察画像を得る場合、先ず、観察対象をプロセッサ210から供給される照明光により照明する。このように観察対象が照明されると、内視鏡用対物光学系81bにはこの観察対象からの反射光が入射する。内視鏡用対物光学系81bに入射した反射光すなわち観察対象の像は、固体撮像素子に受光され光電変換されてプロセッサ210に伝送される。プロセッサ210

に伝送された画像信号は、このプロセッサ210で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ310において内視鏡ユニット81による観察画像として表示される。

【0020】

共焦点用対物光学系90は、体腔内の生体組織を観察するためのもう1つの光学ユニットであって、内視鏡ユニット81より高い倍率で生体組織表面部及び断層部を観察するための光学ユニットである共焦点ユニット89に組み込まれたものである。この共焦点ユニット89は、共焦点用対物光学系90に加えて、光を伝送するシングルモード光ファイバ82と、シングルモード光ファイバ82先端部を移動させる圧電素子91と、共焦点用対物光学系90の前面を保護するためのカバーガラス84をさらに備えている。また、内視鏡ユニット81及び共焦点ユニット89は、それぞれの対物光学系を保護する保護カバー85によって覆われている。

【0021】

共焦点用対物光学系90によって取り込まれた観察対象の像は、シングルモード光ファイバ82によってプロセッサ220に導光される。プロセッサ220に導光された観察対象の像は、このプロセッサ220で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ320において共焦点ユニット89による観察画像として表示される。

【0022】

電子内視鏡100が備える鉗子差込口20は、生体組織の止血や採取など、さまざまな処置を行うための鉗子を挿入する部位である。ユーザーは、手術内容に応じてさまざまな鉗子を、この鉗子差込口20にセットする。この鉗子差込口20にセットされた鉗子は、挿入部可撓管10に沿って配設されている鉗子チャンネルを挿通して、その先端部が鉗子チャンネル口87から送出する。

【0023】

内視鏡用コネクタ50は、電子内視鏡100をプロセッサ210に接続する部位である。この内視鏡用コネクタ50は、主に、固体撮像素子から伝送される画像信号を伝送する信号線と、画像処理を行うプロセッサ側の信号線とを接続して

おり、さらに、プロセッサ210が備えている光源装置とライトガイドとを接続している。また、この内視鏡用コネクタ50は、ユニバーサルコード40を介して操作部30と接続されている。なお、このプロセッサ210が備えている光源装置から照射された光束は、内視鏡用コネクタ50、ユニバーサルコード40、挿入部可撓管10などに沿って配設されているライトガイドを介して2つの照明窓86から出射する。そしてこの光束は、先端部80の前面と対向している生体組織400を照明する。

【0024】

操作部30は、ユーザーが電子内視鏡100を操作するための部位であり、先端部80を上下や左右に移動させて観察領域を自在に変更したり、鉗子差込口20にセットされた鉗子を起上させたりするなどの操作機能を有している。この操作部30に組み込まれている種々のノブを操作することによって、先端部80近傍の挿入部可撓管10が湾曲して先端部80が上下や左右に移動したり、鉗子が起上したりする。

【0025】

共焦点システム用コネクタ70は、電子内視鏡100をプロセッサ220に接続する部位である。この共焦点システム用コネクタ70は、プロセッサ220が備えている光源装置と、シングルモード光ファイバ82とを接続する。また、この共焦点システム用コネクタ70は、共焦点システム用コード60を介して操作部30と接続されている。なお、このシングルモード光ファイバ82の一端は共焦点システム用コネクタ70のプロセッサ220との接続部に配設されている。また、このシングルモード光ファイバ82のもう一端は、共焦点システム用コード60、挿入部可撓管10を介して先端部80に配設されている。

【0026】

次に、上述した共焦点ユニット89に備えられている光学系の動作を説明する。まず、プロセッサ220に備えられている光源装置からレーザ光が発振する。この発振したレーザ光は、共焦点システム用コネクタ70のプロセッサ220との接続部にあるシングルモード光ファイバ82の端部に入射する。入射したレーザ光は、シングルモード光ファイバ82を伝送して先端部80側の端部から出射

する。シングルモード光ファイバ82から出射した光束は共焦点用対物光学系90に入射して、カバーガラス84を介して生体組織400において焦点を結ぶ。なお、共焦点ユニット89は暗部である生体組織内部が観察可能でありかつ小型な光学ユニットである。従って、共焦点用対物光学系90は高NAでありかつ小型に形成されている。その結果、共焦点用対物光学系90の焦点距離は非常に短くなっている。

【0027】

生体組織400において焦点を結んだ光束は、生体組織400で反射して、共焦点用対物光学系90を介してシングルモード光ファイバ82の先端部80側の端部近傍で焦点を結ぶ。この端部は、共焦点用対物光学系90から出射した光束が生体組織400において焦点を結んだ位置と共役である。また、このシングルモード光ファイバ82のコア径は極めて小さい。従って、生体組織400で反射した反射光のうち、生体組織400で焦点を結んだ光束の反射光のみがシングルモード光ファイバ82を通過し、それ以外の反射光は、シングルモード光ファイバ82が有するクラッド部などによって遮光されてしまう。すなわち、シングルモード光ファイバ82を通過する反射光は、生体組織400で焦点を結んだ光束の反射光のみとなる。

【0028】

生体組織400からの反射光のうち焦点を結んだ反射光のみに絞られた光束は、上述したように、シングルモード光ファイバ82によってプロセッサ220に導光されてプロセッサ220で処理されて映像信号に変換される。そしてこの変換された映像信号は、共焦点用対物光学系90による観察画像としてモニタ320に表示される。

【0029】

また、シングルモード光ファイバ82端部近傍には上述した圧電素子91が備えられている。この圧電素子91は、シングルモード光ファイバ82端部を、共焦点用対物光学系90の光軸と直交する方向に変位させることができる。シングルモード光ファイバ82端部が該光軸と直交する方向に変位すると、生体組織400に照射される光束の焦点位置も、シングルモード光ファイバ82端部の変位

に伴って該光軸と直交する方向に移動する。別の言い方をすると、シングルモード光ファイバ82端部が該光軸と直交する方向に変位すると、生体組織400に照射される光束は、その変位に伴って生体組織400表面または内部を走査する。これにより共焦点ユニット89からプロセッサ220に2次元の観察画像を得るための像が伝送される。

【0030】

次に、先端部80における内視鏡ユニット81と共焦点ユニット89との位置関係を説明する。内視鏡ユニット81は、その前面が照明窓86や、鉗子チャンネル口87、送水ノズル、送気ノズルなどを備えている図3及び図4において一点鎖線で示されている面81aと同一面上となるように配置されている。一方、共焦点ユニット89は、その前面（面89b）が面81aよりも先端部80前方に位置している。すなわち先端部80の前方部では、共焦点ユニット89のみが他の部位に対して突出するよう配置されている。なお、この共焦点ユニット89において面81aよりも先端部80前方に突出している部分を、突出部89aとする。

【0031】

上述したように、この共焦点ユニット89を用いて体腔内の生体組織を観察する場合、ユーザーは、この共焦点ユニット89の先端部前面（別の言い方をすると、突出部89a前面）の面89bを対象物に接触させて、その対象物を観察する必要がある。

【0032】

図4に示すように、内視鏡用対物光学系81bを含む内視鏡ユニット81は、 ϕD_B を有した枠体に組み込まれている。この ϕD_B を有した枠体には、内視鏡ユニット81に加えて共焦点ユニット89の一部も組み込まれている。また、共焦点ユニット89の突出部89aは、 ϕD_B を有した枠体よりも細い径である ϕD_A を有した枠体に組み込まれている。

【0033】

ϕD_A を有した枠体は ϕD_B を有した枠体より前方に位置しているため、先端部80前面を生体組織400に近づけていくと、共焦点ユニット89前面（面8

9 b) を、内視鏡ユニット81を含む面81aより優先的に生体組織400に接触させることができる。このとき、電子内視鏡100本体と共に焦点ユニット89は相対的に移動しない、すなわち固体された状態であるため、ユーザーは、共焦点ユニット89前面(面89b)と生体組織400とを、相対的に移動しない状態(安定した状態)で接触させることができる。

【0034】

また、電子内視鏡100において共焦点ユニット89のみが他の部位を配置した面81aより突出しているため、生体組織400との接触されるべき面である面89bは最小径に抑えられている。このように接触されるべき面を最小径に抑えると、面81aと共に焦点ユニット89先端面とが同一面であるときに比べて、面89bと生体組織400とが互いに面で接触し易くなる。すなわち、面89bと生体組織400とがより密着して接触し易くなる。また、内視鏡ユニット81を共焦点ユニット89より後方に配置する(すなわち共焦点ユニット89を内視鏡ユニット81より突出させる)ことにより、内視鏡ユニット81と共に焦点ユニット89とが並列して配置しているときに比べて ϕD_B を有した枠体の挿入方向長さを減少させることができる。そしてこの減少した部分を ϕD_B よりも細い ϕD_A を有した枠体に形成することができる。この電子内視鏡100では、硬性部である先端部80の先端(ϕD_A)を上記の如く細径化させ、さらに ϕD_B を有した枠体の全長を最小限に抑えているため、患者への負担が最小限に抑えられている。

【0035】

図5は、別の実施形態の電子内視鏡の先端部80の構成を示す側面図である。なお、この別の実施形態の電子内視鏡において、図4で示す実施形態の電子内視鏡100と同一の構成には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

【0036】

この別の実施形態の電子内視鏡では、外径が細い上に、電子内視鏡の最も先端に位置しているために大きな負荷が掛かってしまう突出部89aの強度を上げる工夫がなされている。具体的に説明すると、この別の実施形態の電子内視鏡では

、この突出部89aの強度を上げるために、内視鏡ユニット81及び共焦点ユニット89のそれぞれの対物光学系を保護するための保護カバー85a（先の実施形態の保護カバー85に該当する）が、面81aよりも先端部80前方に突出している共焦点ユニット89（突出部89a）も覆うように形成されている。

【0037】

また、この別の実施形態の電子内視鏡では、体腔内の細い管に先端部80を挿入した際の患者に対する安全性をより向上させた工夫がなされている。具体的に説明すると、突出部89aを覆っている保護カバー85の先端近傍が、共焦点用対物光学系90の光軸に対してテーパーを有した形状となっている。従って、このような突出部89aが設けられている電子内視鏡100を体腔内の細い管に挿入する場合でも、この先端部80が管内で引っ掛かるではなくスムーズに挿入される。

【0038】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【0039】

【発明の効果】

以上のように本発明の内視鏡によると、ユーザーは、生体組織に押し当てる必要のある第2の対物光学系のみを生体組織に接触させることができる。そのため、生体組織に対する内視鏡側の接触面を最小限に抑えることができる。その結果、第2の対物光学系を生体組織に接触させ易くなる。また、内視鏡先端の径を最小限に抑えることができるため、患者への負担を軽減させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施形態の電子内視鏡システムを示す図である。

【図2】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す正面図である。

【図3】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側断面図である。

【図4】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側面図である。

【図5】

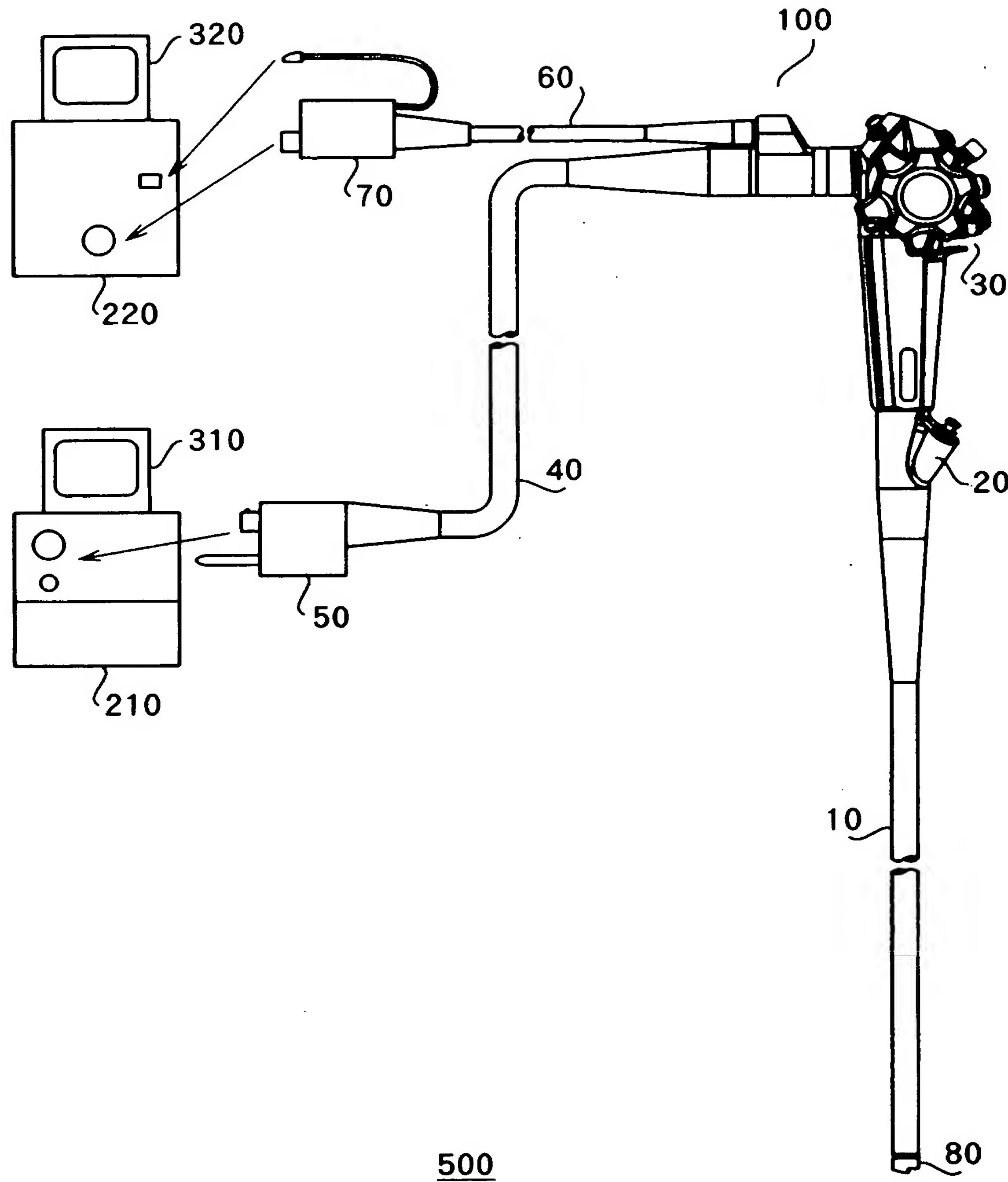
別の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側面図である。

【符号の説明】

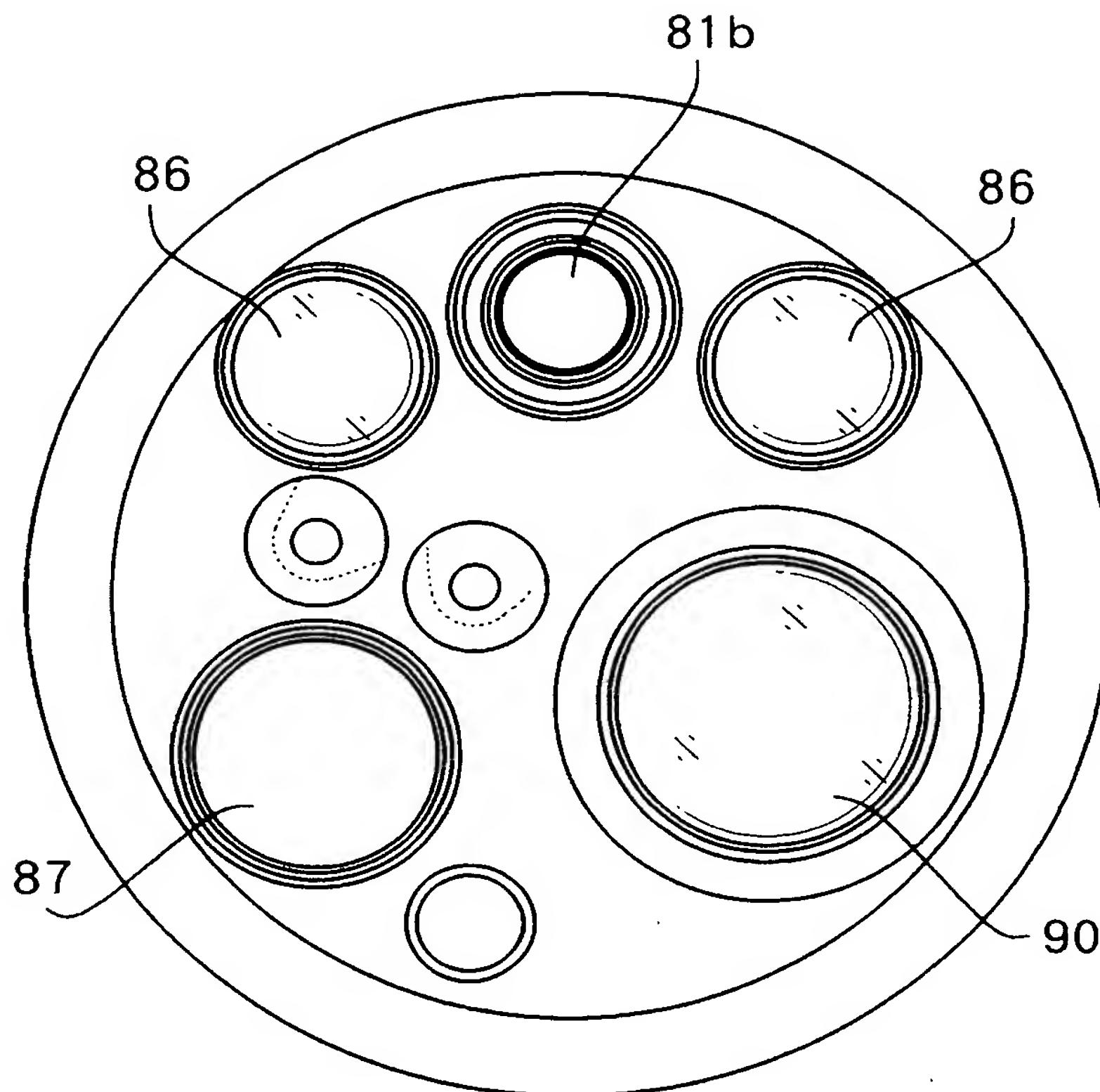
- 8 0 先端部
- 8 1 内視鏡ユニット
- 8 9 共焦点ユニット
- 8 9 a 突出部
- 1 0 0 電子内視鏡

【書類名】 図面

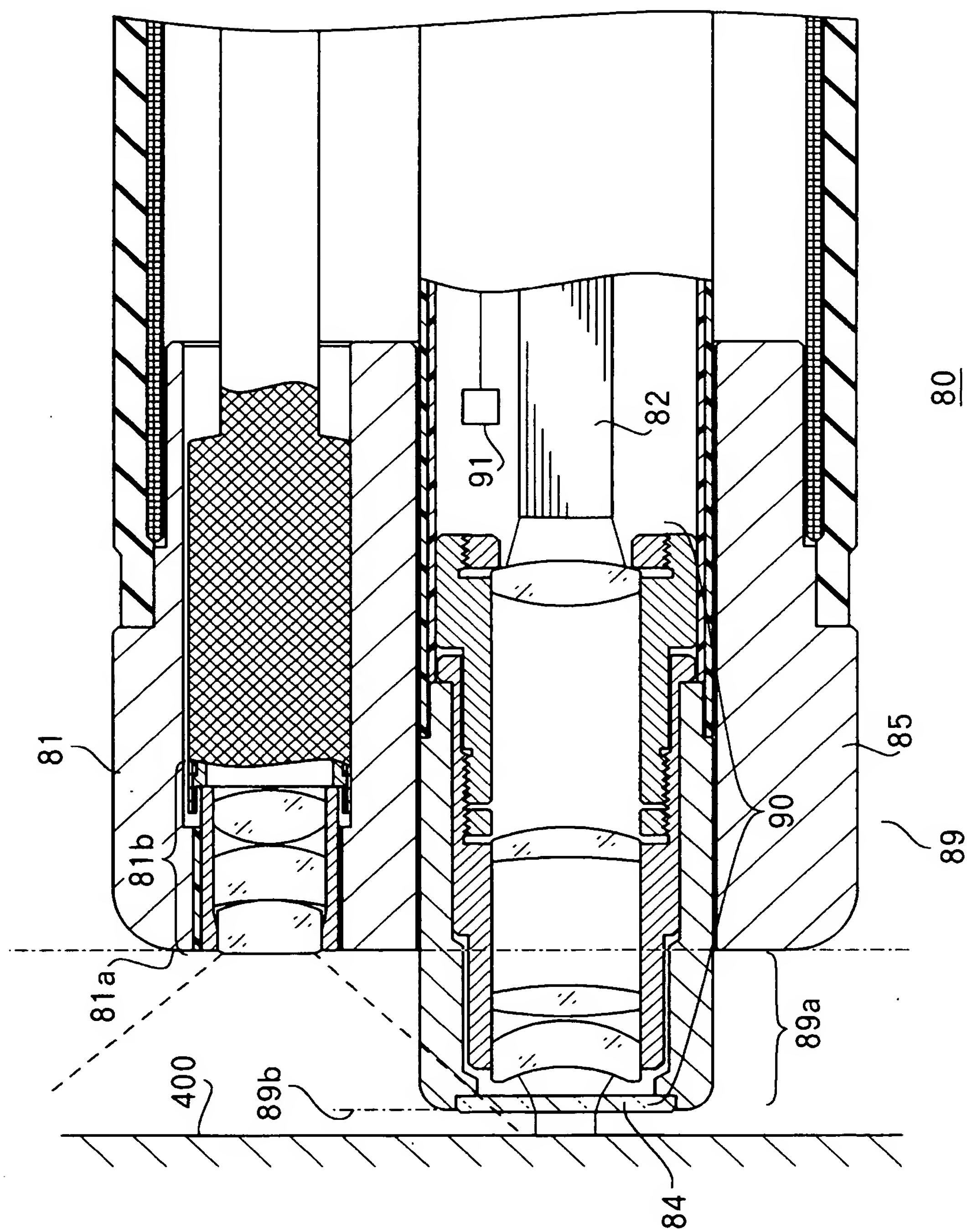
【図 1】



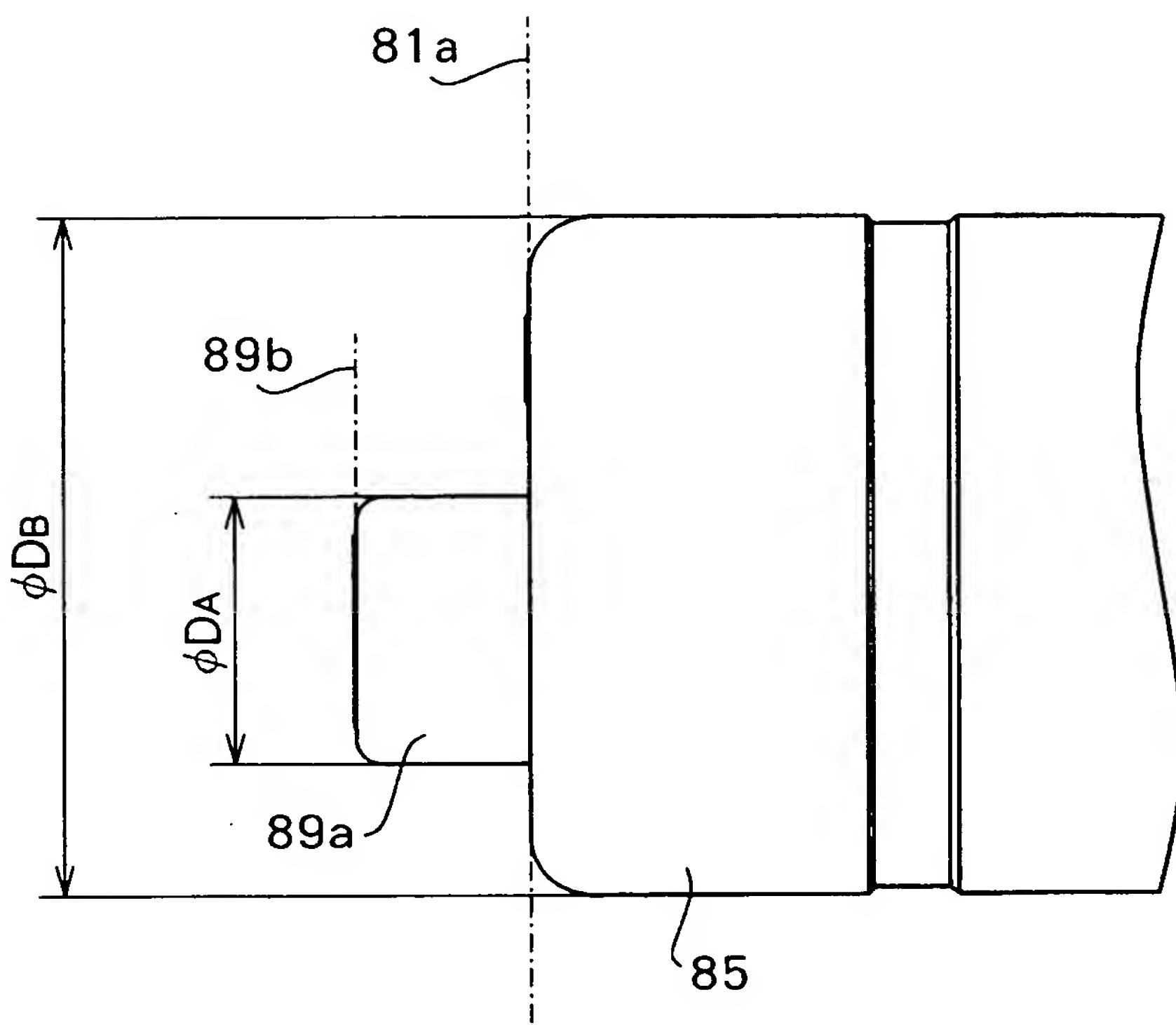
【図2】

80

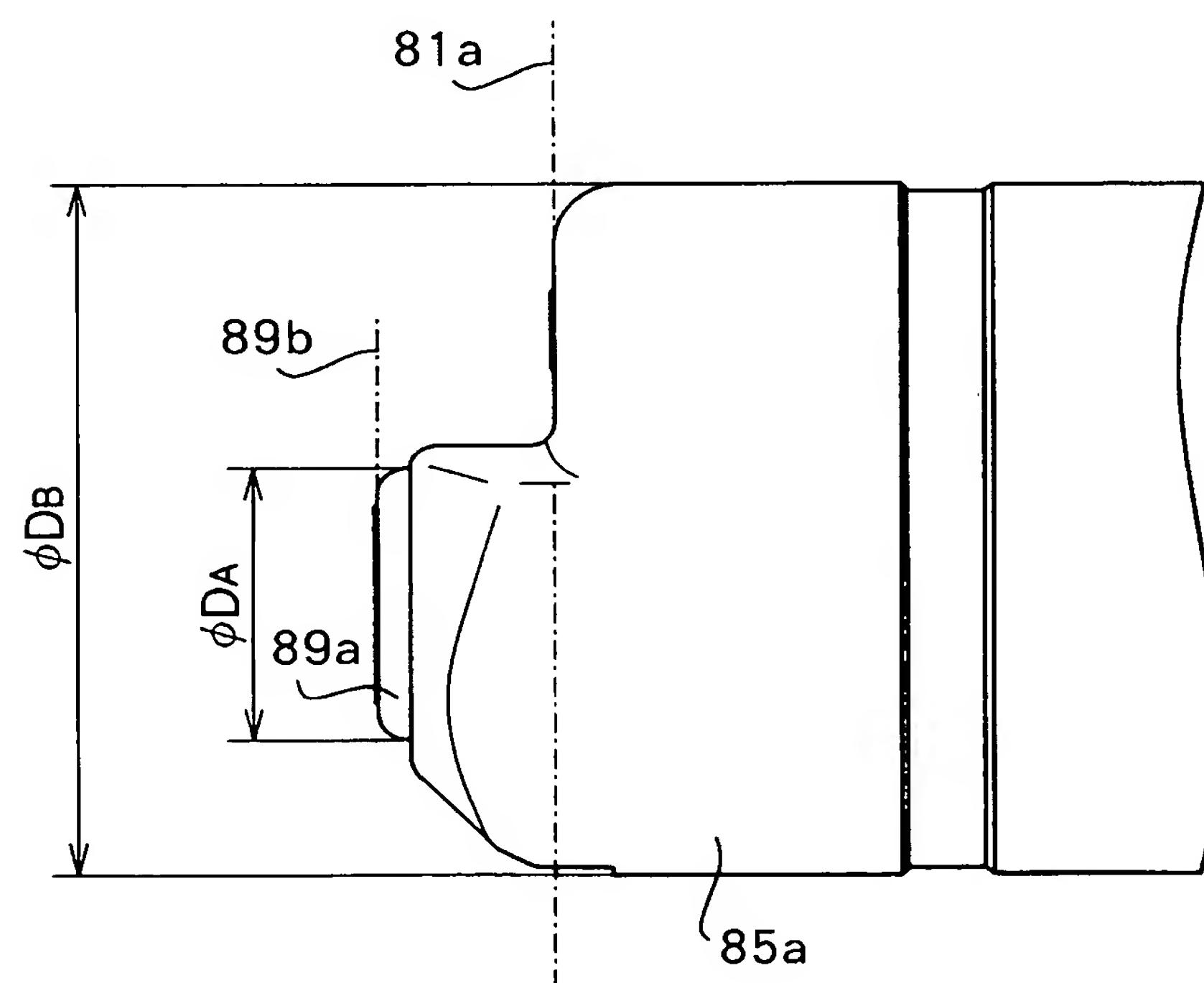
【図3】



【図4】



【図5】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 通常の内視鏡の観察系に加えて、先端部を対象物に接触させて観察する必要のある観察系を備えた内視鏡であって、この観察系を、体腔内の対象物に接触させ易くすることができ、さらに患者への負担を軽減させることができる内視鏡を提供する。

【解決手段】 体腔内の生体組織を第1の倍率で観察するための第1の対物光学系と、この生体組織に先端面を押し当てた状態でこの生体組織を第1の倍率より高い第2の倍率で観察するための第2の対物光学系とを備えたものであって、先端面が第1の対物光学系の先端面より優先して生体組織に接触するように、第2の対物光学系の先端面を第1の対物光学系の先端面より突出させている。

【選択図】 図4

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2003-138099
受付番号	50300813511
書類名	特許願
担当官	鎌田 桢規 8045
作成日	平成15年 5月20日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成15年 5月16日
-------	-------------

次頁無

特願 2003-138099

出願人履歴情報

識別番号 [000000527]

1. 変更年月日 2002年10月 1日

[変更理由] 名称変更

住 所 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
氏 名 ペンタックス株式会社

特願 2003-138099

出願人履歴情報

識別番号 [500299492]

1. 変更年月日 2002年 6月 5日

[変更理由] 住所変更

住 所 オーストラリア国 ヴィクトリア 3168 ノッティング

ヒル ノーマンビー ロード 15-17

氏 名 オプティスキャン ピーティーウイ リミテッド